

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-145606

(P2001-145606A)

(43)公開日 平成13年5月29日(2001.5.29)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト*(参考)

A 6 1 B 5/0245

A 6 1 B 5/02

3 1 0 H 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平11-332356

(22)出願日 平成11年11月24日(1999.11.24)

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72)発明者 成松 清幸

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

(72)発明者 川口 敬三

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

(74)代理人 100085361

弁理士 池田 治幸 (外2名)

Fターム(参考) 4C017 AA09 AA12 AA19 AB01 AB03

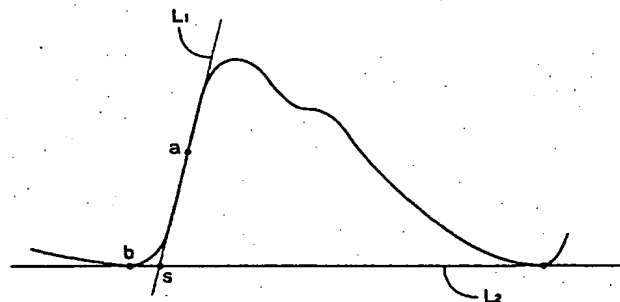
AC03 AC15 AC27 BC07 BD01

(54)【発明の名称】 脈波センサ用フィルタ

(57)【要約】

【目的】 正確な脈波を出力することができる脈波センサ用フィルタを提供する。

【解決手段】 脈波センサ40からの信号をろ波するバンドパスフィルタ48の通過域を1~30Hzにする。すなわち、低域遮断周波数を1Hz、高域遮断周波数を30Hzに設定する。これによりバンドパスフィルタ48は、脈波センサ40から出力される信号に含まれている、脈拍周波数帯域の信号と脈波の立ち上がり部分を構成する波形を表す信号とを減衰なく通過させることができ、且つ、ノイズを効果的に減衰させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の動脈波を検出して出力するために該生体に装着される脈波センサから出力される信号のうち所定の周波数帯域の信号を通過させる脈波センサ用フィルタであって、

通過域が、脈拍周波数帯域の信号および前記動脈波の立ち上がり部分を構成する波の周波数帯域を含む帯域であることを特徴とする脈波センサ用フィルタ。

【請求項2】 前記通過域は、少なくとも1〜30Hzの周波数帯域を含むものである請求項1の脈波センサ用フィルタ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波センサに接続されて、脈波センサから出力される信号をろ波するフィルタに関するものである。

【0002】

【従来の技術】動脈内の血液の酸素飽和度を測定する場合、或いは、脈拍数を計測する場合などには、動脈の脈動を表す動脈波を検出する脈波センサが用いられる。ところで、脈波センサから出力された信号には動脈波を表す信号だけでなく、DC成分に近いうねり等の低周波側のノイズや、体動誘導や環境ノイズなどの高周波側のノイズが含まれているので、それらのノイズを除去し、目的の動脈波のみを表す信号を得るためにフィルタが設けられる。

【0003】酸素飽和度を測定する場合、2つの異なる周波数の光を交互に生体表面に照射して、それぞれの光の散乱光の最大振幅強度の比を算出し、その振幅強度の比に基づいて酸素飽和度を算出する。また、脈拍数を測定する場合、脈波のピークを検出し、そのピーク間隔から脈拍周期および脈拍数を計測する。このように、脈波センサにより検出された動脈波は、最大振幅強度或いはピークの検出時間など、そのピークにおける情報が用いられる場合が多く、また、動脈波のピークは脈拍周波数を有する信号であることから、上記フィルタの通過域は、ノイズを好適に除去し、脈拍周波数を有する信号を通過させるのに必要十分な範囲として、たとえば、1〜10Hzの通過域、すなわち低域遮断周波数が1Hzで高域遮断周波数が10Hzに設定されていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、脈拍周波数を有する信号を通過させるのに必要十分な通過域に設定された従来の一般的なフィルタを用い、そのフィルタを通過させられた信号が表す脈波における基準点aを立ち上がり接線法により決定し、その基準点aに基づいて脈波伝播時間DTを算出し、さらに、その脈波伝播時間DTに基づいて推定血圧値EBPを決定すると、その推定血圧値EBPは不正確であり、必ずしも真の血圧値BPと対応していないことがあった。なお、上記立ち上がり接

線法とは、図1にも示すように、脈波の最大傾斜点aを決定し、その最大傾斜点aにおける接線 L_1 と立ち上がり点b間を結んだ基線 L_2 との交点を基準点として決定する方法であり、なだらかなために検出時間のばらつきが大きい立ち上がり点bを基準点とする場合に比較して、基準点を精度よく決定できるために、脈波伝播時間DTを算出するための基準点を決定するのに適している方法である。

【0005】上記推定血圧値EBPが不正確な理由を検討すると、観血的手法等により測定した真の血圧値BPの変動に対して脈波伝播時間DTのばらつきが大きいことが原因であることが判明した。脈波伝播時間DTは、生体の所定部位において検出される心拍同期波に基づいて決定される基準点の検出時間と、その部位とは別の部位において検出される心拍同期波に基づいて決定される基準点の検出時間との時間差であることから、脈波伝播時間DTのばらつきが大きいことは、すなわちその脈波伝播時間DTを決定するための基準点のばらつきが大きいことになる。

【0006】そこで、さらに、上記基準点がばらつく理由を検討したところ、従来の脈波センサ用フィルタは、前述したように、通過域が脈拍周波数を有する信号を通過させるのに必要十分な範囲に設定されているが、動脈波の形状は複雑であり、動脈波を異なった周波数を有する複数の正弦波の合成として考えると、動脈波の立ち上がり部分（すなわち立ち上がり点からピークまでの部分）には急峻な部分が存在することから、その立ち上がり部分を構成する1つまたは複数の正弦波の周波数の中にはフィルタの減衰域となるものがある。そのため、そのフィルタを通過させられた信号が示す波形は、動脈波を正確に表していないことを見いだした。

【0007】図2は、従来のフィルタ（脈波の立ち上がり部分を構成する正弦波の周波数が減衰域）を通過させられた信号が表す脈波と、本来の脈波とを比較する図であり、上側が従来のフィルタを通過させられた信号が表す脈波であり、下側が本来の脈波を示している。図2に示すように、従来のフィルタを通過させられた信号が表す脈波は、本来の脈波よりも立ち上がりが鈍る傾向にある。そのような不正確な脈波を用いると、前記立ち上がり接線法により基準点を決定しても ΔDT だけ誤差を生じてしまっていたのである。

【0008】すなわち、本発明の目的とするところは、正確な脈波を出力することができる脈波センサ用フィルタを提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するための本発明の要旨とするところは、生体の動脈波を検出して出力するためにその生体に装着される脈波センサから出力される信号のうち所定の周波数帯域の信号を通過させる脈波センサ用フィルタであって、通過域が、脈拍周

波数帯域の信号および前記動脈波の立ち上がり部分を構成する波の周波数帯域を含む帯域であることにある。

【0010】

【発明の効果】このようにすれば、フィルタは、脈波センサから出力される信号に含まれている、脈拍周波数帯域の信号と脈波の立ち上がり部分を構成する波を表す信号とを減衰なく通過させることから、そのフィルタを通過した信号は動脈波を正確に表している。

【0011】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記通過域は、少なくとも1~30Hzの周波数帯域を含むものである。このようにすれば、脈拍周波数帯域は1~10Hzの範囲にほぼ含まれ、脈波の立ち上がり周波数は10~30Hzの範囲にほぼ含まれることから、このようにすれば、フィルタは、脈波センサから出力される信号に含まれている、脈拍周波数帯域の信号と脈波の立ち上がり波形を表す信号とを減衰なく通過させることができる。

【0012】また、好適には、前記通過域は、低域遮断周波数が1Hz、高域遮断周波数が30Hzとされる。このようにすれば、フィルタは、脈波センサから出力される信号に含まれている、脈拍周波数帯域の信号と脈波の立ち上がり部分を構成する波形を表す信号とを減衰なく通過させることができ、且つ、ノイズを効果的に減衰させることができる。

【0013】また、好適には、生体に装着される脈波センサから出力される信号が表す脈波の最大傾斜点における接線と、その脈波の周期的に発生する立ち上がり点間を結ぶ基線との交点を一方の基準点とし、生体の一部に装着される心拍同期波センサにより検出される心拍同期波の所定部位を他方の基準点とし、その一方の基準点の発生時間と他方の基準点の発生時間との時間差に基づいて、その生体の動脈内を脈波が伝播する速度に関連する脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出装置において、前記脈波センサから出力される信号をろ波するために前記脈波センサ用フィルタが備えられ、その脈波センサ用フィルタを通過させられた信号が表す波形に基づいて前記一方の基準点を決定するものである。このようにすれば、前記脈波センサから出力され前記脈波センサ用フィルタを通過させられた信号は正確な脈波を表すことから、前記一方の基準点が正確に決定されるので、その基準点に基づいて算出される脈波伝播速度情報が正確になる。

【0014】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基いて詳細に説明する。図3は、脈波伝播速度情報算出機能を備え、脈波伝播速度情報算出装置としても機能する血圧監視装置8の構成を説明するブロック図である。

【0015】図3において、血圧監視装置8は、ゴム製袋を布製带状袋内に有してたとえば患者の上腕部12に

巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0016】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧Pcを表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。

【0017】上記脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM₁を周波数的に弁別してその脈波信号SM₁をA/D変換器29を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波すなわちカフ脈波であり、上記カフ10、圧力センサ14、および脈波弁別回路24は、カフ脈波センサとして機能している。

【0018】上記電子制御装置28は、CPU30、ROM32、RAM34、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU30は、ROM32に予め記憶されたプログラムに従ってRAM34の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御するとともに、表示器36の表示内容を制御する。

【0019】心電誘導装置38は、生体の所定の部位に貼り着けられる複数の電極39を介して心筋の活動電位を示す心電誘導波、所謂心電図を連続的に検出するものであり、その心電誘導波を示す信号SM₂を前記電子制御装置28へ供給する。なお、この心電誘導装置38は、心臓内の血液を大動脈へ向かって拍出開始する時期に対応する心電誘導波のうちのQ波或いはR波を検出するためのものであることから、心拍同期波センサとして機能している。

【0020】脈波センサ40は、毛細血管を含む末梢動脈の脈波を非侵襲にて検出して出力する末梢脈波センサであり、生体の一部（たとえばカフ10が巻回されていない側の指尖部）に装着される。この脈波センサ40は、光電脈波を検出する形式の光電脈波センサであり、脈波センサ40のハウジング42は、生体の一部を収容可能に構成され、そのハウジング42内には、ヘモグロビンによって反射可能な波長帯の赤色光或いは赤外光、好ましくは酸素飽和度によって影響を受けない800nm程度の波長を生体の表皮に向かって照射する光源であ

10

20

30

40

50

る発光素子44と、表皮内からの散乱光を検出する光検出素子46とを備え、毛細血管内の血液容積に対応する信号をバンドパスフィルタ48に出力する。

【0021】上記脈波センサ40に接続されたバンドパスフィルタ48（すなわち脈波センサ用フィルタ）は、図示しないコンデンサおよびコイル或いは抵抗を備えたアナログ信号処理回路から構成され、脈波センサ40から出力された信号のうち、末梢細動脈を表す信号は減衰なく通過させ、且つ、その他のノイズは遮断（減衰）させるために、従来の脈波センサ用フィルタが有する通過域よりも高周波側が広く設定されており、たとえば、その通過域は1Hz～30Hz（すなわち、低域遮断周波数が1Hz、高域遮断周波数が30Hz）に設定されている。上記バンドパスフィルタ48は、予め記憶されたプログラムに従ってデジタルフィルタ処理を行なうデジタルフィルタに比較して、出力信号の遅れやその遅れのばらつきがない利点がある。そして、上記バンドパスフィルタ48から出力されたアナログ信号である光電脈波信号SM₁は、A/D変換器49を介して電子制御装置28へ供給される。

【0022】図4は、上記血圧監視装置8における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。血圧測定手段50は、カフ圧制御手段52によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫圧力を所定の目標圧力値P_{CO}（たとえば、180mmHg程度の圧力値）まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号SM₁が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値B_{PSYS}、平均血圧値B_{PMAN}、および最低血圧値B_{PDIA}などを決定し、その決定した最高血圧値B_{PSYS}、平均血圧値B_{PMAN}、および最低血圧値B_{PDIA}などを表示器36に表示させる。

【0023】脈波伝播速度情報算出手段54は、心拍同期波センサとして機能する心電誘導装置38により逐次検出される心電誘導波形の周期毎に発生する所定の部位を第1基準点s₁とし、脈波センサ40から逐次出力され、さらに、バンドパスフィルタ48を通過させられた光電脈波信号SM₁が表す脈波の周期毎に発生する所定の部位を第2基準点s₂とし、第1基準点s₁の検出時間と第2基準点s₂の検出時間との時間差すなわち脈波伝播時間DTを逐次算出する時間差算出手段を備えており、たとえば図5に示すように、第1基準点s₁としてR波を用い、第2基準点s₂として前記立ち上がり接線法により決定される点、すなわち、光電脈波の立ち上がりにおける最大傾斜点aにおける接線L₁と光電脈波の基線（ベースライン）L₂との交点を用い、R波からその交点までの時間を脈波伝播時間DTとして逐次算出する。さらに、脈波伝播速度情報算出手段54は、その時間差算出手段により逐次算出される時間差DTに基づい

て、予め記憶される式1から、被測定者の動脈内を伝播する脈波の伝播速度V₁（m/sec）を逐次算出する。尚、式1において、L（m）は左心室から大動脈を経て前記脈波センサ40が装着される部位までの距離であり、T_{REF}（sec）は心電誘導波形のR波から大動脈起始部脈波の立ち上がり点までの前駆出期間である。これらの距離Lおよび前駆出期間T_{REF}は定数であり、予め実験に基づいて求められた値が用いられる。

【0024】（式1） $V_1 = L / (DT - T_{REF})$

【0025】対応関係決定手段56は、血圧測定手段50により測定された最高血圧値B_{PSYS}と、その血圧測定期間内における脈波伝播速度情報に基づいて、たとえばその血圧測定期間内における脈波伝播時間DT或いは脈波伝播速度V₁の平均値に基づいて、式2或いは式3で示される予め設定された対応関係式の係数を決定する。この場合の係数決定の方法は、たとえば、式2の関係が用いられる場合は、血圧測定手段50により測定された最高血圧値B_{PSYS}と上記血圧測定期間内に算出された脈波伝播時間DTを一組とし、前回の血圧測定時に得られた最高血圧値B_{PSYS}と脈波伝播時間DTをもう一組として、その二組の関係を満たすように係数αおよびβを予め決定する。または、血圧測定手段50により測定された最高血圧値B_{PSYS}と上記血圧測定期間内に算出された脈波伝播時間DTとを用いて、式2の係数αおよびβの何れか一方を予め決定（変更）する。なお、上記最高血圧値B_{PSYS}に代えて、血圧測定手段50により測定された平均血圧値B_{PMAN}或いは最低血圧値B_{PDIA}が用いられてもよい。要するに推定血圧値EBPを最高血圧値とするか、平均血圧値とするか、最低血圧値とするかによって選択される。

【0026】（式2）

$$EBP = \alpha \cdot (1/DT) + \beta$$

（但し、αは正の定数、βは正の定数）

【0027】（式3）

$$EBP = \alpha (V_1) + \beta$$

（但し、αは正の定数、βは正の定数）

【0028】推定血圧値決定手段58は、生体の血圧値BPとその生体の脈波伝播時間DT或いは伝播速度V₁との間の上記対応関係（式2または式3）から、脈波伝播速度情報算出手段54により逐次算出される生体の実際の脈波伝播時間DT或いは伝播速度V₁に基づいて推定血圧値EBPを逐次決定し、図6に示すように、その決定した推定血圧値EBPを表示器36にトレンド表示させる。

【0029】推定血圧値異常判定手段60は、推定血圧値決定手段58により決定された推定血圧値EBPが予め設定された判断基準値を超えたことに基づいて前記血圧測定手段50による血圧測定を起動させる。すなわち、推定血圧値異常判定手段60は、血圧測定起動手段としても機能し、推定血圧値決定手段58により決定さ

れた推定血圧値E B Pが予め設定された判断基準値たとえば血圧測定手段50による前回のカフ10による血圧測定時を基準としてそれから所定値或いは所定割合以上変化したことを以て推定血圧値E B Pが異常であると判断し、血圧測定手段50による血圧測定を起動させる。

【0030】図7は、上記血圧監視装置8の電子制御装置28における制御作動の要部を説明するフローチャートであり、前記式2を用いて脈波伝播時間D Tから推定血圧値E B Pを逐次決定して血圧を監視する場合を例にして説明する。

【0031】図7において、ステップS1（以下、ステップを省略する。）では図示しないカウンタ、レジスタ等をクリアする初期処理が実行され、脈波伝播速度情報算出手段54に対応するS2では、心電波形のR波（第1基準点 s_1 ）の発生時点から脈波センサ40から逐次出力され、且つ、バンドパスフィルタ48によりろ波された光電脈波信号SM₁が表す光電脈波の最大傾斜点aにおける接線L₁と基線L₂との交点（第2基準点 s_2 ）の発生時点との時間差すなわち脈波伝播時間D Tが算出される。

【0032】次いで、前記カフ圧制御手段52に対応するS3およびS4では、切換弁16が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ18が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ10の急速昇圧が開始されるとともに、カフ圧P_cが180 mmHg程度に予め設定された目標圧迫圧P_{cu}以上となったか否かが判断される。このS4の判断が否定された場合は、上記S2以下が繰り返し実行されることによりカフ圧P_cの上昇が継続される。

【0033】しかし、カフ圧P_cの上昇により上記S4の判断が肯定されると、前記血圧測定手段50に対応するS5において、血圧測定アルゴリズムが実行される。すなわち、空気ポンプ18を停止させ且つ切換弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を予め定められた3 mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号SM₁が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値B P_{sys}、平均血圧値B P_{mean}、および最低血圧値B P_{dia}が測定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈拍数などが決定されるのである。そして、その測定された血圧値B Pおよび脈拍数などが表示器36に表示されるとともに、切換弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0034】次に、前記対応関係決定手段56に対応するS6では、今回のルーチンにおいて上記S2で算出された脈波伝播時間D Tおよび上記S5で決定された最高血圧値B P_{sys}を一組とし、前回のルーチンにおいて決定された脈波伝播時間D Tおよび最高血圧値B P_{sys}を他の一組として、前記脈波伝播時間D Tと推定血圧値E

B Pとの間の対応関係（式2）の係数 α および β が決定される。

【0035】上記のようにして脈波伝播時間血圧対応関係が決定されると、S7において、心電波形のR波および光電脈波の一拍分が入力されたか否かが判断される。このS7の判断が否定された場合はS7が繰り返し実行されるが、肯定された場合は、前記脈波伝播速度情報算出手段54に対応するS8において、新たに入力された心電波形のR波および光電脈波についての脈波伝播時間D TがS2と同様にして算出される。

【0036】そして、推定血圧値決定手段58に対応するS9において、上記S6において求められた脈波伝播時間血圧対応関係すなわち式2に、上記S8において求められた脈波伝播時間D Tが代入されて、推定血圧値E B P（最高血圧値E B P_{sys}、平均血圧値E B P_{mean}、或いは最低血圧値E B P_{dia}）が決定され、且つ一拍毎の推定血圧値E B Pがたとえば図5に示すようにトレンド形式で表示器36に表示される。

【0037】次いで、前記推定血圧値以上判定手段60に対応するS10では、上記S9で算出された推定血圧値E B Pが予め設定された判断基準値を越えたか否かが判断される。このS10の判断が否定された場合は、続くS11において、S5においてカフ10による血圧測定が行われてからの経過時間が予め設定された15乃至20分程度の設定周期すなわちキャリブレーション周期を経過したか否かが判断される。

【0038】上記S11の判断が否定された場合には、前記S7以下の血圧監視ルーチンが繰り返し実行され、推定血圧値E B Pが1拍毎に連続的に決定され、且つその決定された推定血圧値E B Pが表示器36において時系列的にトレンド表示される。しかし、このS13の判断が肯定された場合には、前記対応関係を再決定するために前記S2以下のカフキャリブレーションルーチンが再び実行される。

【0039】また、前記S10の判断が肯定された場合は、S12が実行されて推定血圧値E B Pの異常表示が表示器36において行われた後、対応関係を再決定させるためにS2以下が再び実行されることにより、カフ10による血圧測定が起動される。

【0040】上述のように、本実施例によれば、バンドパスフィルタ48は、通過域が1~30 Hz、すなわち、低域遮断周波数が1 Hzで高域遮断周波数が30 Hzに設定されていることから、バンドパスフィルタ48は脈波センサ40から出力される信号に含まれている、脈拍周波数帯域の信号と脈波の立ち上がり部分を構成する波形を表す信号とを減衰なく通過させることができ、且つ、ノイズを効果的に減衰させることができる。

【0041】また、本実施例によれば、血圧監視装置8は脈波センサ40から出力される信号をろ波するためにバンドパスフィルタ48を備え、バンドパスフィルタ4

8を通過させられた光電脈波信号SM₁が表す波形に基づいて第2基準点s₂が決定される。バンドパスフィルタ48を通過させられた光電脈波信号SM₁は正確な脈波を表すことから、第2基準点s₂が正確に決定されるので、その第2基準点s₂に基づいて算出される脈波伝播時間DTが正確になる。また、推定血圧値EBPは脈波伝播時間DTと一対一に対応するので、推定血圧値EBPも正確に決定される。

【0042】以上、本発明の一実施例脈波出な基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0043】たとえば、前述の実施例では、バンドパスフィルタ48は、低域遮断周波数が1Hzとされていたが、低域遮断周波数は、脈波に含まれる脈拍周波数成分をほとんど減衰させない範囲で、DC成分に近い周波数の低周波ノイズを除去する目的で設定されるものであることから、その目的を好適に達成できるのであれば1Hzである必要はなく、1Hz以下（たとえば0.08Hz、或いは0.1Hz）に設定されてもよい。

【0044】また、前述の実施例では、バンドパスフィルタ50は、高域遮断周波数が30Hzとされていたが、高域遮断周波数は、脈波の立ち上がり部分を構成する正弦波をほとんど減衰させない範囲で、体動誘導や環境ノイズなどの高周波ノイズを除去する目的で設定されるものであることから、その目的を好適に達成できるのであれば30Hzである必要はなく、30Hz以上（たとえば35Hz、或いは40Hz）に設定されてもよいし、30Hz以下（たとえば25Hz、或いは28Hz）に設定されてもよい。

【0045】また、前述の実施例では、バンドパスフィルタ48を通過させられた光電脈波信号SM₁が表す脈波は、脈波伝播時間DTを算出するための基準点s₂を決定するために用いられていたが、バンドパスフィルタ48を通過させられた光電脈波信号SM₁が表す脈波に基づいて、以下に例示する脈波の立ち上がり点からピークまでの波形に基づいて得られる情報が算出されてもよい。上記脈波の立ち上がり点からピークまでの波形から得られる情報には、たとえば図8に図示した、脈波の立ち上がり点bからピークcまでの時間として定義されるU-time、最大傾斜点aにおける接線の傾き γ 、立ち上がり点bから最大傾斜点aまでの前半時間、最大傾斜点aからピークcまでの後半時間、或いはその前半時間と後半時間との比などがある。これらの脈波の立ち上がり点からピークまでの波形に基づいて得られる情報は、すなわち脈波の急峻な部分を含む情報であることから、バンドパスフィルタ48を通過させられた信号に基づいて決定されると、正確な情報となるのである。

【0046】また、前述の実施例では、バンドパスフィ

ルタ48はコンデンサ等を含む回路であったが、ROM32に所定のプログラムが予め記憶された電子制御装置28がバンドパスフィルタとして機能してもよい。すなわち、バンドパスフィルタはデジタルフィルタであってもよい。

【0047】また、前述の実施例では、心拍同期波センサとして心電誘導装置38が用いられていたが、心音も心拍同期波であるので、心音マイクが心拍同期波センサとして用いられてもよい。また、脈拍同期波は心拍同期波であることから、生体の所定部位に装着される脈波センサ、たとえば、オキシメータ用の光電脈波検出プローブ、指に装着された電極を介してインピーダンス変化を検出するインピーダンス脈波センサ、頸動脈や橈骨動脈に押圧されてその内圧を検出する圧脈波センサ、生体の所定部位（たとえば上腕）に装着される圧迫帯内の圧力の変動を検出する形式の圧脈波センサなどの脈波センサが心拍同期波センサとして用いられてもよい。

【0048】また、前述の実施例では、脈波センサ40は、光電脈波を検出する形式のセンサであったが、指に装着された電極を介してインピーダンス変化を検出するインピーダンス脈波センサ、頸動脈や橈骨動脈に押圧されてその内圧を検出する圧脈波センサ、生体の所定部位（たとえば上腕）に装着される圧迫帯内の圧力の変動を検出する形式の圧脈波センサなど、他の形式の脈波センサが用いられてもよい。

【0049】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】立ち上がり接線法により決定される基準点sを説明する図である。

【図2】従来のフィルタを通過させられた信号が表す脈波と、本来の脈波とを比較して示す図である。

【図3】本発明の一実施例である血圧監視装置の回路構成を説明するブロック線図である。

【図4】図1の実施例における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図5】図1の実施例における電子制御装置の制御作動により求められる時間差DTを例示する図である。

【図6】図1の実施例において求められた推定血圧値EBPが表示器にトレンド表示された例を示す図である。

【図7】図1の実施例における電子制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【図8】脈波の立ち上がり点からピークまでの波形から得られる情報を例示する図である。

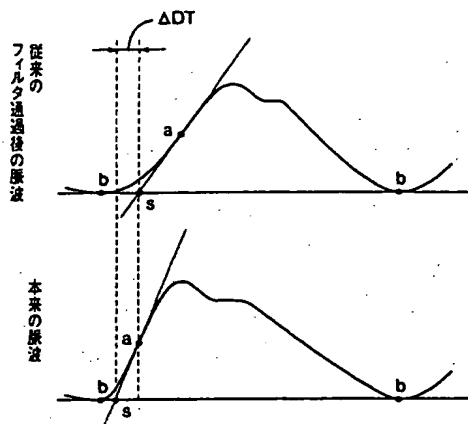
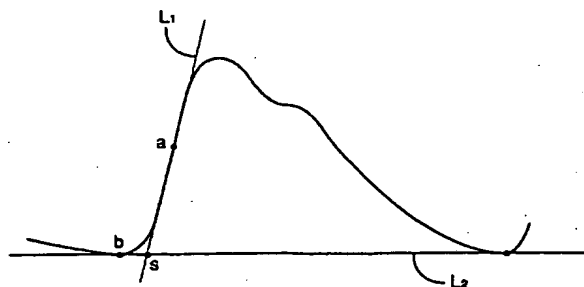
【符号の説明】

8：血圧監視装置（脈波伝播速度情報算出装置）

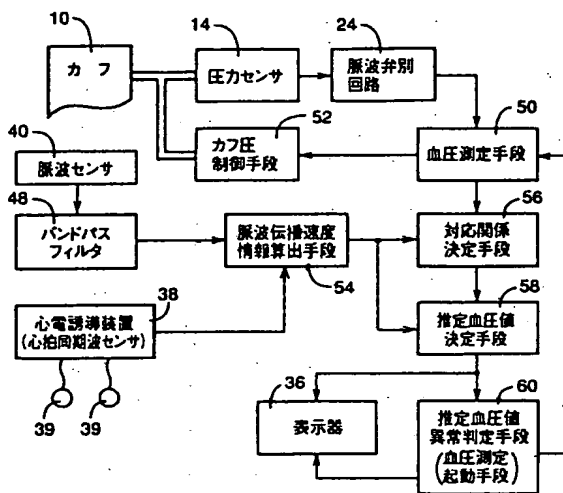
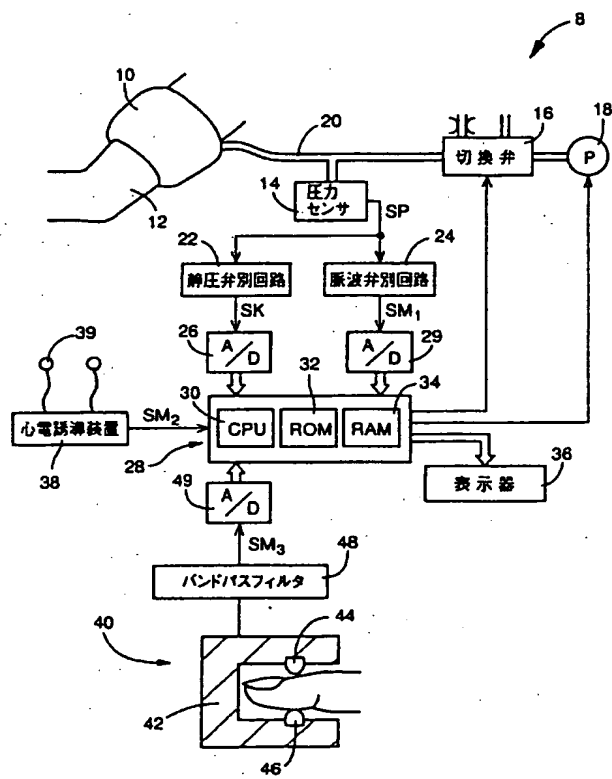
40：脈波センサ

48：バンドパスフィルタ（脈波センサ用フィルタ）

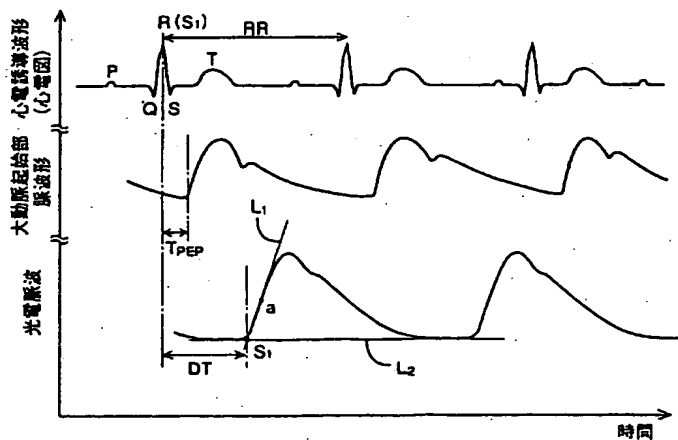
【图 2】



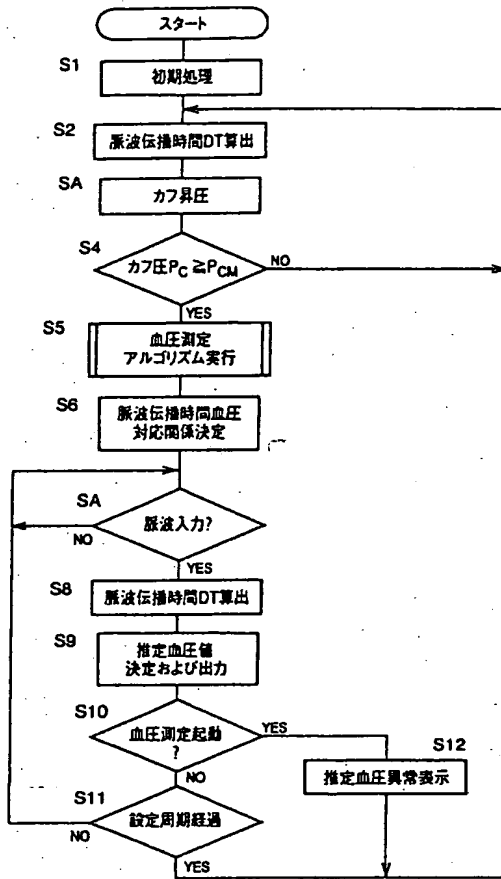
【図 4】



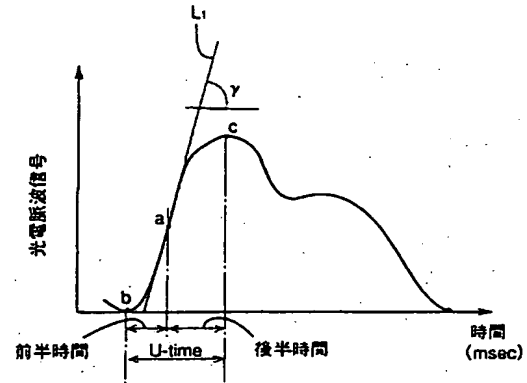
【図 6】



【図7】



【図8】



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-145606

(43)Date of publication of application : 29.05.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 11-332356

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 24.11.1999

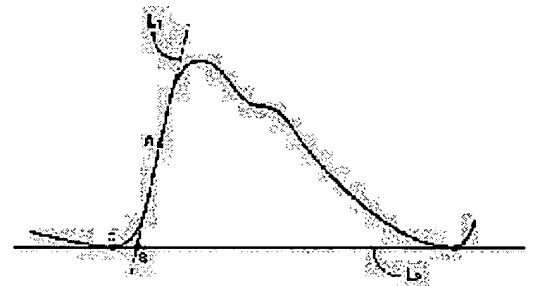
(72)Inventor : NARIMATSU KIOYUKI
KAWAGUCHI KEIZO

(54) FILTER FOR PULSE WAVE SENSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a filter for pulse wave sensors capable of outputting accurate pulse waves.

SOLUTION: The pass band of a band pass filter 48 for filtering a signal from a pulse wave sensor 40 ranges 1 to 30 Hz. Namely, a low-frequency cut-off is set to 1 Hz and a high-frequency cut-off is set to 30 Hz. Thus, the filter 48 is capable of allowing a signal in a pulse frequency band and a signal expressing a waveform constituting the rising part of a pulse wave, which are included in a signal outputted from the sensor 40, to pass through without attenuation and can effectively attenuate noise.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A filter for pulse wave sensors characterized by being the filter for pulse wave sensors which passes a signal of a predetermined frequency band among signals outputted from a pulse wave sensor with which this living body is equipped since a living body's arterial wave is detected and outputted, and being the band where a pass band includes a frequency band of a wave which constitutes a signal of a pulse frequency band, and a standup portion of said arterial wave.

[Claim 2] Said pass band is the filter for pulse wave sensors of claim 1 which is a thing including an at least 1-30Hz frequency band.

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] It connects with a pulse wave sensor and this invention relates to the filter which carries out wave filtration of the signal outputted from a pulse wave sensor.

[0002]

[Description of the Prior Art] When measuring the saturation of oxygen of the blood in an artery, or when measuring a pulse rate, the pulse wave sensor which detects the arterial wave showing pulsation of an artery is used. By the way, since the noise by the side of RFs, such as a noise by the side of low frequency, such as a wave not only near the signal which expresses the arterial wave with the signal outputted from the pulse wave sensor but DC component, body motion induction, and an environmental noise, is contained, those noises are removed, and a filter is prepared in order to acquire the signal only showing the target arterial wave.

[0003] When measuring the saturation of oxygen, the ratio of the peak swing reinforcement of the scattered light of each light is computed by irradiating the light of two different frequency on a living body front face by turns, and the saturation of oxygen is computed based on the ratio of the amplitude reinforcement. Moreover, when measuring a pulse rate, the peak of a pulse wave is detected and a pulse period and a pulse rate are measured from the peak gap. Thus, the arterial wave detected by the pulse wave sensor Information in the peak, such as detection time of peak swing reinforcement or a peak, is used in many cases. Since the peak of the arterial wave is a signal which has pulse frequency, moreover, the pass band of the above-mentioned filter The noise was removed suitably and the treble cut off frequency was set as 10Hz by 1Hz as sufficient range required to pass the signal which has pulse frequency for the 1-10Hz pass band, i.e., a low cut off frequency.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, the conventional common filter set as sufficient pass band required to pass the signal which has pulse frequency is used. Start and the reference point a in the pulse wave showing the signal by which the filter was passed is determined by the tangent method. When the pulse wave propagation time DT was computed based on the reference point a and the presumed blood-pressure value EBP was further determined based on the pulse wave propagation time DT, the presumed blood-pressure value EBP is inaccurate, and it might not necessarily correspond with the true blood-pressure value BP. In addition, as shown also in drawing 1 , the point a of a pulse wave inclining [maximum] is determined as the describing [above] standup tangent method. Tangent L1 in the point a inclining [maximum] Baseline L2 which started and connected between Points b Are the method of determining an intersection as a reference point, and since it is gently-sloping, when dispersion in detection time makes the large standup point b a reference point, it compares. Since a reference point can be determined with a sufficient precision, it is the method of being suitable for determining the reference point for computing the pulse wave propagation time DT.

[0005] When the reason with the above-mentioned inaccurate presumed blood-pressure value EBP was examined, it became clear that it was because dispersion in the pulse wave propagation time DT is large to fluctuation of the true blood-pressure value BP measured by the invasive technique etc. Dispersion in the reference point for determining that the pulse wave propagation time DT has [DT] large dispersion in the pulse wave propagation time DT since the detection time and the part of the reference point determined based on the heartbeat synchronization voltage detected in a living body's predetermined part are time difference with the detection time of the reference point determined based on the heartbeat synchronization voltage detected in another part, i.e., the pulse wave propagation time, will be large.

[0006] Then, although it is set as range where a pass band is sufficient required to pass the signal which has pulse frequency as the conventional filter for pulse wave sensors was mentioned above when why the above-mentioned

reference point varies is examined further. If the configuration of the arterial wave is complicated and it thinks as composition of two or more sine waves which have frequency which is different in the arterial wave. Since a steep portion exists in the standup portion (namely, starting portion from a point to a peak) of the arterial wave, the thing used as the decay area of a filter is in the frequency of one or more sine waves which constitute the standup portion. Therefore, the wave which the signal by which the filter was passed shows found out not expressing the arterial wave to accuracy.

[0007] Drawing 2 is drawing which compares with an original pulse wave the pulse wave which the signal by which the conventional filter (the frequency of the sine wave which constitutes the standup portion of a pulse wave is a decay area) was passed expresses, it is the pulse wave which the signal with which the conventional filter was passed by the upside expresses, and the bottom shows the original pulse wave. As shown in drawing 2, the standup of the pulse wave which the signal by which the conventional filter was passed expresses tends to become blunt rather than an original pulse wave. When such an inaccurate pulse wave was used, even if it determined the reference point by said standup tangent method, only delta DT had produced the error.

[0008] That is, the place made into the object of this invention is to offer the filter for pulse wave sensors which can output an exact pulse wave.

[0009]

[Means for Solving the Problem] Since a living body's arterial wave is detected and outputted, a place made into a summary of this invention for solving the above-mentioned technical problem is a filter for pulse wave sensors which passes a signal of a predetermined frequency band among signals outputted from a pulse wave sensor with which the living body is equipped, and a pass band is in being a band including a frequency band of a wave which constitutes a signal of a pulse frequency band, and a standup portion of said arterial wave.

[0010]

[Effect of the Invention] If it does in this way, since a filter will be passed without attenuation of the signal of the pulse frequency band included in the signal outputted from a pulse wave sensor, and the signal showing the wave which constitutes the standup portion of a pulse wave, the signal which passed the filter expresses the arterial wave to accuracy.

[0011]

[Other modes of invention] Here, said pass band includes an at least 1-30Hz frequency band suitably. If it does in this way, a pulse frequency band is mostly included in the range of 1-10Hz, and if it does in this way from the standup frequency of a pulse wave being mostly contained in the range of 10-30Hz, a filter can be passed without attenuation of the signal of the pulse frequency band included in the signal outputted from a pulse wave sensor, and the signal showing the standup wave of a pulse wave.

[0012] Moreover, suitably, a low cut off frequency is set to 1Hz, and, as for said pass band, a treble cut off frequency is set to 30Hz. If it does in this way, it can be made to be able to pass without attenuation of the signal of the pulse frequency band included in the signal outputted from a pulse wave sensor, and the signal showing the wave which constitutes the standup portion of a pulse wave, and a filter can attenuate a noise effectively.

[0013] Moreover, the tangent in the point of a pulse wave which the signal suitably outputted from the pulse wave sensor with which a living body is equipped expresses inclining [maximum], An intersection with the baseline which is generated periodically [the pulse wave] and which starts and connects between points is made into one reference point. The predetermined part of the heartbeat synchronization voltage detected by the heartbeat synchronization voltage sensor with which some living bodies are equipped is made into the reference point of another side. In the pulse-wave-velocity information calculation equipment which computes the pulse-wave-velocity information relevant to the speed at which a pulse wave spreads the inside of the living body's artery based on the time difference of the generating time amount of the reference point of one of these, and the generating time amount of the reference point of another side. In order to carry out wave filtration of the signal outputted from said pulse wave sensor, it has said filter for pulse wave sensors, and one [said] reference point is determined based on the wave which the signal by which the filter for pulse wave sensors was passed expresses. If it does in this way, since the signal by which is outputted from said pulse wave sensor and said filter for pulse wave sensors was passed expresses an exact pulse wave and one [said] reference point will be determined as accuracy, the pulse-wave-velocity information computed based on the reference point becomes accuracy.

[0014]

[The gestalt of suitable implementation of invention] Hereafter, one example of this invention is explained to details based on a drawing. Drawing 3 is a block diagram explaining the configuration of the blood-pressure supervisory equipment 8 which is equipped with a pulse-wave-velocity information calculation function, and functions also as

pulse-wave-velocity information calculation equipment.

[0015] Blood-pressure supervisory equipment 8 is equipped with the cuff 10 which has rubber bag-making in the band-like bag made of cloth, for example, is wound around a patient's overarm section 12, and the pressure sensor 14 connected to this cuff 10 through piping 20, respectively, a change-over valve 16 and an air pump 18 in drawing 3. This change-over valve 16 is constituted so that it may be switched to three conditions, the pressure supply condition of permitting supply of the pressure into a cuff 10, the **** exhaust-gas-pressure condition which carries out exhaust gas pressure of the inside of a cuff 10 gradually, and the rapid exhaust-gas-pressure condition which carries out exhaust gas pressure of the inside of a cuff 10 quickly.

[0016] A pressure sensor 14 supplies the pressure signal SP with which the pressure in a cuff 10 is detected and the pressure is expressed to the static pressure discriminator 22 and the pulse wave discriminator 24, respectively. The static pressure discriminator 22 is, the steady pressure, i.e., cuff pressure PC, which is equipped with a low pass filter and contained in the pressure signal SP. It discriminates from the cuff pressure signal SK to express, and the cuff pressure signal SK is supplied to an electronic control 28 through A/D converter 26.

[0017] It is the pulse wave signal SM 1 which the above-mentioned pulse wave discriminator 24 is equipped with a band pass filter, and is the oscillating component of the pressure signal SP. It discriminates in frequency and is the pulse wave signal SM 1. An electronic control 28 is supplied through A/D converter 29. This pulse wave signal SM 1 The cuff pulse wave to express is, the pressure oscillatory wave, i.e., the cuff pulse wave, which occurs from the brachial artery which is not illustrated synchronizing with a patient's heartbeat, and is transmitted to a cuff 10, and the above-mentioned cuff 10, the pressure sensor 14, and the pulse wave discriminator 24 are functioning as a cuff pulse wave sensor.

[0018] The above-mentioned electronic control 28 consists of so-called microcomputers equipped with CPU30, ROM32, RAM34, the I/O Port that is not illustrated, and CPU30 controls the content of a display of a drop 36 while it outputs a driving signal from an I/O Port and it controls a change-over valve 16 and an air pump 18 by performing signal processing, using the memory storage function of RAM34 for ROM32 according to the program memorized beforehand.

[0019] It is the signal SM 2 which the electrocardio guide 38 detects continuously the electrocardio induction wave which shows the action potential of a myocardium through two or more electrodes 39 stuck and stuck to a living body's predetermined part, and the so-called electrocardiogram, and shows the electrocardio induction wave. Said electronic control 28 is supplied. In addition, since this electrocardio guide 38 is for detecting the Q wave of the electrocardio induction waves corresponding to the stage carrying out ejection initiation of the blood in the heart toward a main artery, or an R wave, it is functioning as a heartbeat synchronization voltage sensor.

[0020] The pulse wave sensor 40 is a peripheral pulse wave sensor which detects and outputs the pulse wave of the peripheral arteriole containing a capillary in non-invasion, and some living bodies (for example, finger tip section of the side around which the cuff 10 is not wound) are equipped with it. This pulse wave sensor 40 is a photoelectrical pulse wave sensor of the format of detecting a photoelectrical pulse wave. The housing 42 of the pulse wave sensor 40 It is constituted possible [hold of some living bodies]. In the housing 42 The light emitting device 44 which are the red of the wavelength range which can be reflected by hemoglobin or infrared light, and the light source that irradiates preferably the wavelength of about 800nm which is not influenced toward a living body's epidermis by the saturation of oxygen, It has the photo detector 46 which detects the scattered light out of epidermis, and the signal corresponding to the blood capacity in a capillary is outputted to a band pass filter 48.

[0021] The band bus filter 48 (namely, filter for pulse wave sensors) connected to the above-mentioned pulse wave sensor 40 It consists of analog signal processing circuits equipped with the capacitor and the coil, or resistance which is not illustrated. In order to pass without attenuation the signal with which a peripheral arteriole is expressed among the signals outputted from the pulse wave sensor 40 and to make other noises intercept (attenuation) The RF side is widely set up rather than the pass band which the conventional filter for pulse wave sensors has, for example, the pass band is set as 1Hz - 30Hz (1Hz and a treble cut off frequency 30Hz). [That is, a low cut off frequency] The above-mentioned band pass filter 48 has an advantage without dispersion in the delay of an output signal, or its delay as compared with the digital filter which performs digital filter processing according to the program memorized beforehand. And photoelectrical pulse wave signal SM 3 which is an analog signal outputted from the above-mentioned band pass filter 48 An electronic control 28 is supplied through A/D converter 49.

[0022] Drawing 4 is a functional block diagram explaining the important section of the control function of the electronic control 28 in the above-mentioned blood-pressure supervisory equipment 8. The blood-pressure-measurement means 50 the compression pressure force of the cuff 10 wound around a living body's overarm by the cuff pressure control means 52 The predetermined target preasure force value PCM [within the **** pressure-lowering period which carries out

**** pressure lowering at the rate of 3 mmHg/sec degree after carrying out rapid pressure up to (for example, the pressure value of a 180mmHg degree)] Pulse wave signal SM 1 by which sequential extraction is carried out The oscillometric method which was easy to be based on change of the amplitude of the pulse wave to express, and was known is used. The highest-blood-pressure value BPSYS the mean-blood-pressure value BPMEAN and lowest-blood-pressure value BPDIA etc. -- determining -- the highest-blood-pressure value BPSYS, mean-blood-pressure value BPMEAN, and lowest-blood-pressure value BPDIA which were determined etc. -- it is made to display on a drop 36 [0023] The pulse-wave-velocity information calculation means 54 is the 1st reference point s1 about the predetermined part generated for every period of the electrocardio induction wave serially detected with the electrocardio guide 38 which functions as a heartbeat synchronization voltage sensor. It carries out. photoelectrical pulse wave signal SM 3 by which is serially outputted from the pulse wave sensor 40, and the band pass filter 48 was passed further the predetermined part generated for every period of the pulse wave to express -- the 2nd reference point s2 It carries out. ** -- The 1st reference point s1 Detection time and the 2nd reference point s2 As it has a time difference calculation means to compute serially the time difference DT with detection time, i.e., the pulse wave propagation time, for example, is shown in drawing 5 The 1st reference point s1 It carries out, an R wave is used and it is the 2nd reference point s2. The point which carries out and is determined by said standup tangent method, Namely, tangent L1 in the point a in the standup of a photoelectrical pulse wave inclining [maximum] Baseline L2 of a photoelectrical pulse wave (base line) The time amount from an R wave to the intersection is serially computed as the pulse wave propagation time DT using an intersection. Furthermore, it is the propagation velocity VM of the pulse wave which spreads the inside of the artery of an operating personnel-ed from the formula 1 memorized beforehand based on the time difference DT by which the pulse-wave-velocity information calculation means 54 is serially computed with the time difference calculation means (m/sec). It computes serially. In addition, it sets at a ceremony 1 and is L. (m) is the distance to the part where it is equipped with said pulse wave sensor 40 through a main artery from the ventriculus sinister, and is TPEP (sec). It is a precursive appearance period from the R wave of an electrocardio induction wave to the standup point of an aortic root pulse wave form. Such distance L and precursive appearance period TPEP It is a constant and the value beforehand calculated based on the experiment is used.

[0024] (Formula 1) $VM = L / (DT - TPEP)$

[0025] The response relation decision means 56 is the highest-blood-pressure value BPSYS measured by the blood-pressure-measurement means 50. The pulse wave [it is based on the pulse-wave-velocity information within the blood-pressure-measurement period, for example,] propagation time DT within the blood-pressure-measurement period, or pulse wave velocity VM Based on the average, the coefficient of the response relational expression which is shown by the formula 2 or the formula 3 and which was set up beforehand is determined. The method of the coefficient decision in this case is the highest-blood-pressure value BPSYS measured by the blood-pressure-measurement means 50 when the relation of a formula 2 was used. Highest-blood-pressure value BPSYS which made the lot the pulse wave propagation time DT computed within the above-mentioned blood-pressure-measurement period, and was acquired at the time of the last blood pressure measurement It is already beforehand determined by making the pulse wave propagation time DT into a lot that coefficients alpha and beta will fill 2 sets of those relation. Or highest-blood-pressure value BPSYS measured by the blood-pressure-measurement means 50 Either of the coefficients alpha and beta of a formula 2 is beforehand determined using the pulse wave propagation time DT computed within the above-mentioned blood-pressure-measurement period (modification). In addition, the above-mentioned highest-blood-pressure value BPSYS The mean-blood-pressure value BPMEAN which replaced with and was measured by the blood-pressure-measurement means 50, or lowest-blood-pressure value BPDIA It may be used. It is chosen by whether in short, the presumed blood-pressure value EBP is made into a highest-blood-pressure value, it considers as a mean-blood-pressure value, or it considers as a lowest-blood-pressure value.

[0026] (Formula 2)

$EBP = \alpha(1/DT) + \beta$ (however, alpha a positive constant and beta positive constant)

[0027] (Formula 3)

$EBP = \alpha(VM) + \beta$ (however, alpha a positive constant and beta positive constant)

[0028] A presumed blood-pressure value decision means 58 is the pulse-wave propagation time DT or propagation velocity VM of the blood-pressure value BP and living body of a living body. A living body's actual pulse-wave propagation time DT or propagation velocity VM serially computed by the pulse-wave-velocity information calculation means 54 from the relation (a formula 2 or formula 3) corresponding to the above of a between As it is based, and the presumed blood-pressure value EBP is determined serially and shown in drawing 6 , the trend display of the determined presumed blood-pressure value EBP is carried out to a drop 36.

[0029] The abnormality judging means 60 in a presumed blood-pressure value starts the blood pressure measurement by

said blood-pressure-measurement means 50 based on the presumed blood-pressure value EBP determined by the presumed blood-pressure value decision means 58 having exceeded the decision-criterion value set up beforehand. Namely, the abnormality judging means 60 in a presumed blood-pressure value functions also as a blood-pressure-measurement starting means. With, it is judged that the presumed blood-pressure value EBP is unusual. having changed the predetermined value or more than the predetermined rate on the basis of the time of the blood pressure measurement by the last cuff 10 by the decision-criterion value 50, for example, the blood-pressure-measurement means, by which the presumed blood-pressure value EBP determined by the presumed blood-pressure value decision means 58 was set up beforehand -- The blood pressure measurement by the blood-pressure-measurement means 50 is started.

[0030] Drawing 7 is a flow chart explaining the important section of the control actuation in the electronic control 28 of the above-mentioned blood-pressure supervisory equipment 8, makes an example the case where determine the presumed blood-pressure value EBP serially from the pulse wave propagation time DT using said formula 2, and blood pressure is supervised, and explains.

[0031] It sets to drawing 7 and is step S1 (a step is skipped hereafter.). Initial processing which clears a register etc. is performed and in S2 corresponding to the pulse-wave-velocity information calculation means 54 It is serially outputted from the pulse wave sensor 40 from the generating event of the R wave (the 1st reference point s1) of an electrocardio wave. And photoelectrical pulse wave signal SM 3 by which wave filtration was carried out with the band pass filter 48 Tangent L1 in the point a of a photoelectrical pulse wave to express inclining [maximum] Baseline L2 The time difference DT, i.e., the pulse wave propagation time, with the generating event of an intersection (the 2nd reference point s2) is computed.

[0032] Subsequently, when a change-over valve 16 is switched to a pressure supply condition and an air pump 18 drives in S3 and S4 corresponding to said cuff pressure control means 52, while the rapid pressure up of a cuff 10 is started for blood pressure measurement, it is cuff pressure PC. It is judged whether it became more than the aim compression pressure PCM beforehand set as the 180mmHg degree. It is cuff pressure PC by carrying out repeat activation of less than [above-mentioned / S2], when decision of this S4 is denied. Lifting is continued.

[0033] However, cuff pressure PC If decision of the above-mentioned S4 is affirmed by lifting, a blood-pressure-measurement algorithm will be performed in S5 corresponding to said blood-pressure-measurement means 50. Namely, by making it descend at speed with loose 3 mmHg/sec degree which was made to suspend an air pump 18, and switched the change-over valve 16 to the **** exhaust-gas-pressure condition, and was able to define the pressure in a cuff 10 beforehand Pulse wave signal SM 1 serially acquired in this **** pressure-lowering process It is based on change of the amplitude of the pulse wave to express. While the highest-blood-pressure value BPSYS, the mean-blood-pressure value BPMEAN, and the lowest-blood-pressure value BPDIA are measured according to the blood-pressure value decision algorithm of an oscillograph metric method known well, a pulse rate etc. is determined based on a pulse wave gap. And while the blood-pressure value BP, pulse rate, etc. which were measured are displayed on a drop 36, a change-over valve 16 is switched to a rapid exhaust-gas-pressure condition, and exhaust gas pressure of the inside of a cuff 10 is carried out quickly.

[0034] next, in S6 corresponding to said response relation decision means 56 Highest-blood-pressure value BPSYS determined by the pulse wave propagation time DT computed by the above S2 in this routine, and the above S5 It considers as a lot. The pulse wave propagation time DT determined in the last routine, and highest-blood-pressure value BPSYS As other lots, the coefficients alpha and beta response-related [between said pulse wave propagation time DT and the presumed blood-pressure value EBP] (formula 2) are determined.

[0035] If the relation corresponding to pulse wave propagation-time blood pressure is determined as mentioned above, in S7, it will be judged whether one beat of the R wave of an electrocardio wave and a photoelectrical pulse wave was inputted. When this decision of S7 is denied, repeat activation of S7 is carried out, but when affirmed, in S8 corresponding to said pulse-wave-velocity information calculation means 54, the pulse wave propagation time DT about the R wave and photoelectrical pulse wave of an electrocardio wave which were newly inputted is computed like S2.

[0036] In S9 corresponding to the presumed blood-pressure value decision means 58, and the relation 2, i.e., the formula, corresponding to pulse wave propagation-time blood pressure called for in the above S6 The pulse wave propagation time DT found in the above S8 is substituted, and it is the presumed blood-pressure value EBP (it highest-blood-pressure-value-EBPSYS(s)). As the mean-blood-pressure value BPMEAN or the lowest-blood-pressure value BPDIA is determined and the presumed blood-pressure value EBP in every beat shows drawing 5 , it is displayed on a drop 36 in trend format.

[0037] Subsequently, by S10 corresponding to the judgment means 60, it is judged said beyond presumed blood-pressure value whether the decision-criterion value to which the presumed blood-pressure value EBP computed by the above-mentioned S9 was set beforehand was exceeded. When this decision of S10 is denied, in S11 continuing, it is

judged whether it went through, the setting-out period, i.e., the calibration period, which are 15 to which the elapsed time after blood pressure measurement by the cuff 10 is performed in S5 was set beforehand thru/or about 20 minutes. [0038] When decision of the above S11 is denied, repeat activation of said blood-pressure executive routine not more than S7 is carried out, and the presumed blood-pressure value EBP is continuously determined for every beat, and the trend display of the determined presumed blood-pressure value EBP is serially carried out in a drop 36. However, when this decision of S13 is affirmed, in order to re-determine said response relation, said cuff calibration routine not more than S2 is performed again.

[0039] Moreover, when said decision of S10 is affirmed, after S12 is performed and the abnormality display of the presumed blood-pressure value EBP is performed in a drop 36, in order to make response relation re-determine, the blood pressure measurement by the cuff 10 is started by performing less than [S2] again.

[0040] As mentioned above, it is ** for a band pass filter 48 to be able to pass a band bus filter 48 without attenuation of the signal of the pulse frequency band included in the signal outputted from the pulse-wave sensor 40 and the signal showing the wave which constitutes the standup portion of a pulse wave according to this example, since a pass band is set as 1-30Hz for a treble cut off frequency and the low cut off frequency is set as 30Hz by 1Hz, and to attenuate a noise effectively.

[0041] Moreover, it is the photoelectrical pulse wave signal SM 3 by which according to this example was equipped with the band pass filter 48 in order that blood-pressure supervisory equipment 8 might carry out wave filtration of the signal outputted from the pulse wave sensor 40, and the band pass filter 48 was passed. It is based on the wave to express and is the 2nd reference point s2. It is determined. Photoelectrical pulse wave signal SM 3 by which the band pass filter 48 was passed The 2nd reference point s2 since an exact pulse wave is expressed Since it is decided that it will be accuracy, it is the 2nd reference point s2. The pulse wave propagation time DT computed by being based becomes accuracy. Moreover, since the presumed blood-pressure value EBP corresponds to the pulse wave propagation time DT and one to one, the presumed blood-pressure value EBP is also determined as accuracy.

[0042] as mentioned above, the one example pulse wave of this invention -- **** -- although it was based and being explained to details, this invention is applied also in other modes.

[0043] For example, although, as for the band pass filter 48, the low cut off frequency was set to 1Hz in the above-mentioned example A low cut off frequency is the range which does not attenuate most pulse frequency components contained in a pulse wave. Since it is set up in order to remove low frequency noises, such as a wave near DC component, as long as it can attain the object suitably, it is not necessary to be 1Hz and may be set as 1Hz or less (for example, 0.08Hz or 0.1Hz).

[0044] Moreover, although, as for the band pass filter 50, the treble cut off frequency was set to 30Hz in the above-mentioned example A treble cut off frequency is the range which does not attenuate most sine waves which constitute the standup portion of a pulse wave. From it being what is set up in order to remove RF noises, such as body motion induction and an environmental noise If the object can be attained suitably, it is not necessary to be 30Hz, and it may be set as 30Hz or more (for example, 35Hz or 40Hz), and may be set as 30Hz or less (for example, 25Hz or 28Hz).

[0045] Moreover, photoelectrical pulse wave signal SM 3 by which the band pass filter 48 was passed in the above-mentioned example The pulse wave to express is the origin/datum s2 for computing the pulse wave propagation time DT. Photoelectrical pulse wave signal SM 3 by which the band pass filter 48 was passed although it was used in order to determine Based on the pulse wave to express, the information acquired from the standup point of the pulse wave illustrated below based on the wave to a peak may be computed. There is a ratio with time amount etc. in the information acquired from the wave from the standup point of the above-mentioned pulse wave to a peak time amount and the second half inclination [of the tangent in U-time and the point a inclining / maximum / which are defined as time amount from the standup point b of a pulse wave illustrated to drawing 8 to Peak c] gamma, the first-half time amount from the standup point b to the point a inclining [maximum], the second-half time amount from the point a inclining [maximum] to Peak c, or its It will become exact information if it is determined based on the signal by which the band pass filter 48 was passed, since it is the information containing the steep portion of the information acquired from the standup point of these pulse waves based on the wave to a peak, i.e., a pulse wave.

[0046] Moreover, in the above-mentioned example, although the band pass filter 48 was a circuit containing a capacitor etc., the electronic control 28 with which the predetermined program was memorized beforehand may function on ROM32 as a band pass filter. That is, a band pass filter may be a digital filter.

[0047] Moreover, in the above-mentioned example, although the electrocardio guide 38 was used as a heartbeat synchronization voltage sensor, since a heartbeat is also heartbeat synchronization voltage, a heartbeat microphone may be used as a heartbeat synchronization voltage sensor. moreover, the pulse wave sensor with which a living body's predetermined part is equipped since pulse synchronization voltage is heartbeat synchronization voltage -- for example

The photoelectrical pulse wave detection probe for oximeters, the impedance pulse wave sensor which detects impedance change through the electrode with which the finger was equipped, Pulse wave sensors, such as a pressure pulse wave sensor which is pressed by a carotid artery and the radial artery and detects the internal pressure, and a pressure pulse wave sensor of the format of detecting fluctuation of the pressure in the tourniquet with which a living body's predetermined part (for example, overarm) is equipped, may be used as a heartbeat synchronization voltage sensor.

[0048] Moreover, although the pulse wave sensor 40 was a sensor of the format of detecting a photoelectrical pulse wave, in the above-mentioned example The impedance pulse wave sensor which detects impedance change through the electrode with which the finger was equipped, Pulse wave sensors of other format, such as a pressure pulse wave sensor which is pressed by a carotid artery and the radial artery and detects the internal pressure, and a pressure pulse wave sensor of the format of detecting fluctuation of the pressure in the tourniquet with which a living body's predetermined part (for example, overarm) is equipped, may be used.

[0049] In addition, in addition to this in the range in which this invention does not deviate from the main point, various modification may be added.

[Translation done.]

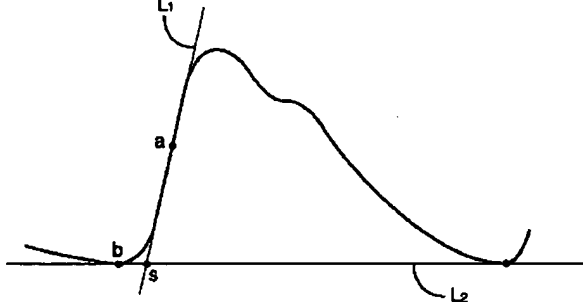
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

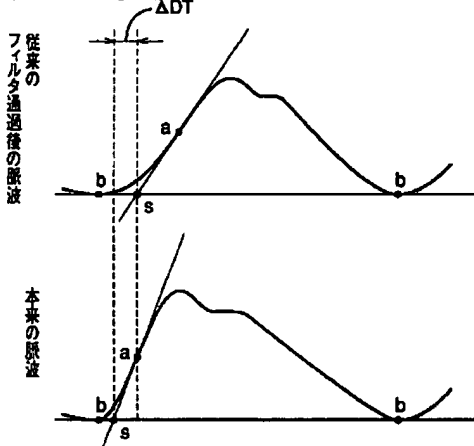
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

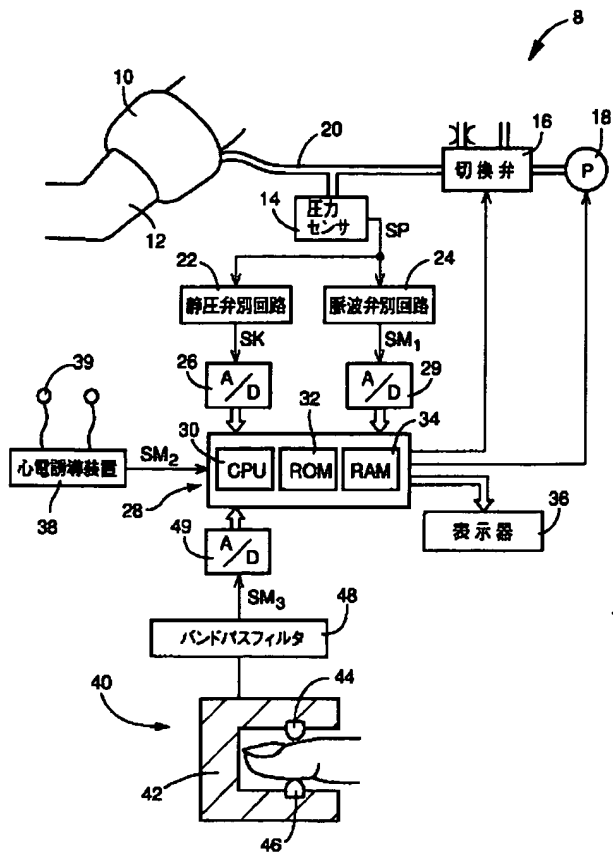
[Drawing 1]



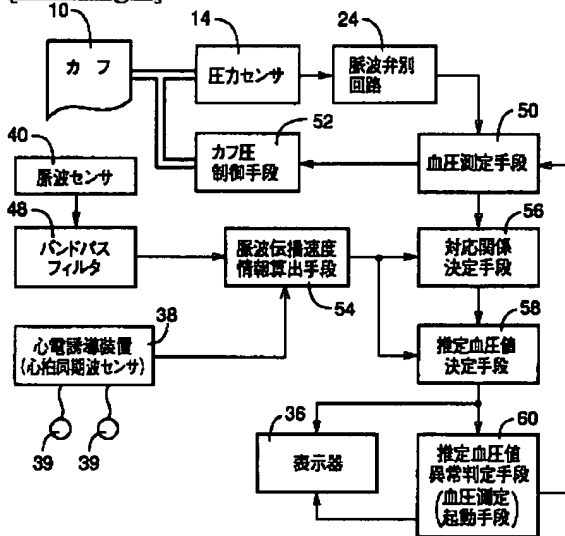
[Drawing 2]



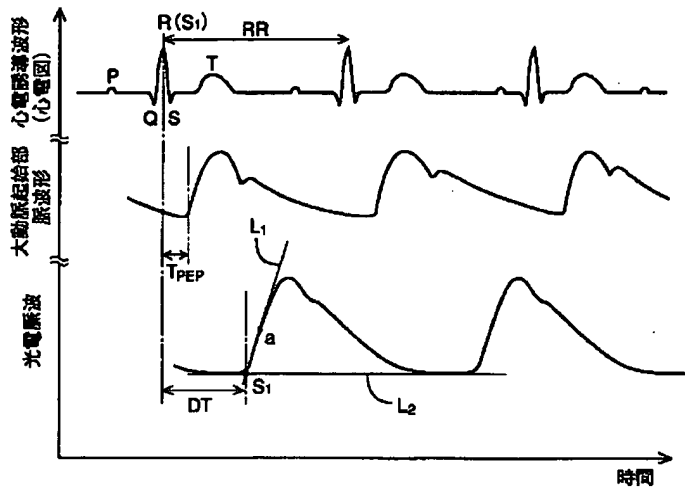
[Drawing 3]



[Drawing 4]



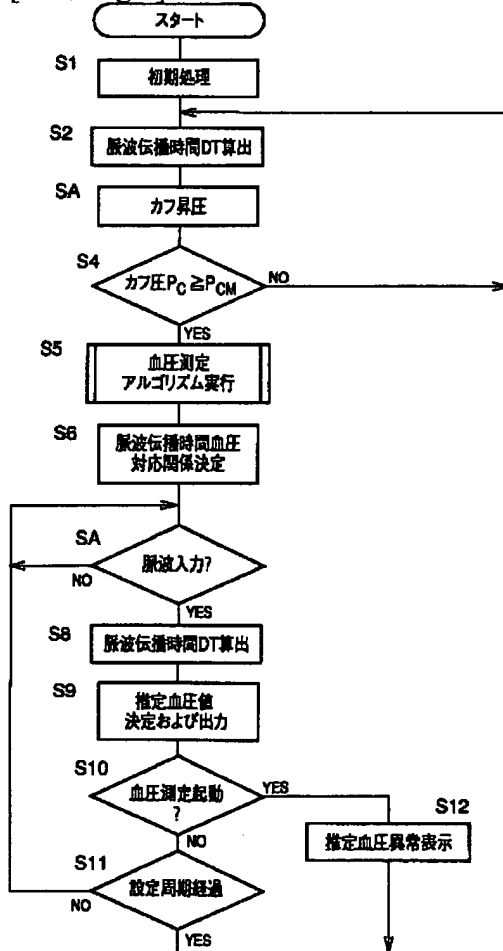
[Drawing 5]



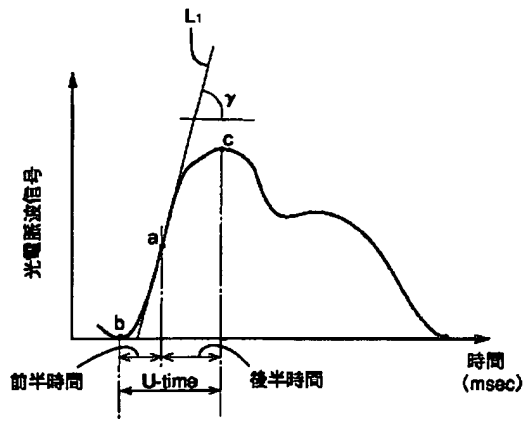
[Drawing 6]



[Drawing 7]



[Drawing 8]



[Translation done.]